

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日  
Date of Application: 2003年 3月20日

出願番号  
Application Number: 特願2003-076831  
[ST. 10/C]: [JP 2003-076831]

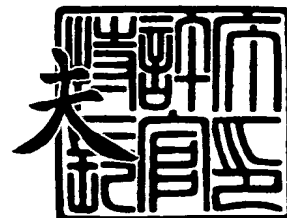
出願人  
Applicant(s): 富士写真フイルム株式会社

Tomonari SENDAI, et al. Q80102  
INSPECTION METHOD OF RADIATION.....  
Alan J. Kasper  
March 2, 2004 202-293-7060  
1 of 3

2003年 9月 3日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今井 康



出証番号 出証特2003-3072066

【書類名】 特許願

【整理番号】 501871

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 6/00

G06T 1/00

G03B 42/02

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 村上 正行

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フイルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100100413

【弁理士】

【氏名又は名称】 渡部 温

【選任した代理人】

【識別番号】 100110777

【弁理士】

【氏名又は名称】 宇都宮 正明

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 033189

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9909552

【包括委任状番号】 0000020

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 画像読取り検査用構造体、画像読取り装置検査方法及び画像処理装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 放射線画像が記録されたシートから画像情報を読み取る画像読取り装置の検査のために用いられる画像読取り検査用構造体であって、

基板と、

放射線を減衰又は遮蔽する材料を含み、前記画像読取り装置によって読み取られた画像に関して少なくともリニアリティ、解像度、縮率の計測を可能とするために前記基板上に設けられた複数の部材と、

を具備する画像読取り検査用構造体。

【請求項 2】 前記複数の部材が、異なる厚さを有する一群の部材を含む、請求項 1 記載の画像読取り検査用構造体。

【請求項 3】 前記複数の部材が、90度異なる配置角度で配置された、放射線を遮蔽する2つの部材を含む、請求項 1 記載の画像読取り検査用構造体。

【請求項 4】 前記複数の部材が、マトリクス状に配置された一群の部材であって、第1の方向に沿って厚さが異なり、第2の方向に沿って面積が異なる前記一群の部材を含む、請求項 1 記載の画像読取り検査用構造体。

【請求項 5】 前記複数の部材が、異なるワイヤ間隔を有する複数のワイヤメッシュを含む、請求項 1 記載の画像読取り検査用構造体。

【請求項 6】 前記基板が前記複数の部材を格納するケースの一部を構成し、前記ケースをカバーする蓋をさらに具備する請求項 1～5 のいずれか 1 項記載の画像読取り検査用構造体。

【請求項 7】 少なくとも3つのマーカが形成されている、請求項 1～6 のいずれか 1 項記載の画像読取り検査用構造体。

【請求項 8】 放射線画像が記録されたシートから画像情報を読み取る画像読取り装置を検査する方法であって、

放射線を減衰又は遮蔽する材料を含む複数の部材が基板上に設けられた画像読取り検査用構造体の放射線画像が記録されたシートから前記画像読取り装置を用

いて画像情報を読み取ることによって得られた画像データを入力するステップ（a）と、

ステップ（a）において入力された画像データに基づいて、前記放射線画像における前記画像読取り検査用構造体の位置を検出するステップ（b）と、

ステップ（a）において入力された画像データに基づいて、前記画像読取り検査用構造体の画像に関して少なくともリニアリティ、解像度、縮率の計測を行うステップ（c）と、

ステップ（c）における計測結果に基づいて画質の判定を行うステップ（d）と、

を具備する画像読取り装置検査方法。

【請求項 9】 ステップ（b）が、前記画像読取り検査用構造体に形成された少なくとも 3 つのマーカの画像を検出することにより、前記放射線画像における前記画像読取り検査用構造体の位置を検出することを含む、請求項 8 記載の画像読取り装置検査方法。

【請求項 10】 ステップ（c）が、ステップ（a）において入力された画像データに基づいて表示又は出力された画像を目視することにより検査を行うことを含む、請求項 8 又は 9 記載の画像読取り装置検査方法。

【請求項 11】 ステップ（d）が、ステップ（c）における計測結果を、記録されている過去の計測結果と比較することにより画質の判定を行うことを含む、請求項 8～10 のいずれか 1 項記載の画像読取り装置検査方法。

【請求項 12】 ステップ（d）において画質の異常が存在すると判定した場合に、その旨をメンテナンスセンタに通知するステップをさらに具備する請求項 8～11 のいずれか 1 項記載の画像読取り装置検査方法。

【請求項 13】 放射線画像が記録されたシートから画像読取り装置を用いて画像情報を読み取ることによって得られた画像データを処理する医用画像処理装置であって、

入力された画像データに基づいて画像処理を施す画像処理手段と、

画像読取り検査用構造体の放射線画像に関する画像データが入力された場合に、前記放射線画像における前記画像読取り検査用構造体の位置を検出する位置検

手段と、

入力された画像データに基づいて、前記画像読取り検査用構造体の画像に関する所定の項目の計測を行う計測手段と、

表示又は出力された画像を目視することにより得られた検査結果を入力するために用いられる入力手段と、

前記計測手段における計測結果と前記入力手段を用いて入力された検査結果とに基づいて画質の判定を行う判定手段と、  
を具備する医用画像処理装置。

【請求項 14】 前記計測手段における計測結果と前記入力手段を用いて入力された検査結果を記録する記録手段をさらに具備する請求項 13 記載の医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線画像が記録されたシートから画像情報を読み取る画像読取り装置の品質検査のために用いられる画像読取り検査用構造体に関する。また、本発明は、そのような画像読取り検査用構造体を用いて画像読取り装置の品質を検査する画像読取り装置検査方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、放射線（X線、 $\alpha$ 線、 $\beta$ 線、 $\gamma$ 線、電子線、紫外線等）を用いた撮影方法は様々な分野で利用されており、特に医療分野においては、診断のための最も重要な手段の一つとなっている。最初のX線写真が実現されてから、X線写真法は数々の改良を重ねられ、現在では蛍光スクリーンとX線フィルムを組み合わせた方法が主流となっている。一方、近年においては、X線CTや超音波、MRI等の様々なデジタル化された装置が実用化されており、病院内での診断情報処理システム等の構築が進められようとしている。X線画像についてもデジタル化するための多くの研究がなされてきたが、輝尽性蛍光体を用いた放射線撮影方法が確立され、従来のX線写真法に置き換わるものとして注目されている。

**【0003】**

輝尽性蛍光体（蓄積性蛍光体）とは、放射線を照射するとその放射線エネルギーの一部が蓄積され、その後、可視光等の励起光を照射すると、蓄積されたエネルギーに応じて輝尽発光する物質であり、その存在は従来から知られていた。これを用いた放射線撮影方法は、画像撮影装置を用いて、輝尽性蛍光体を塗布したシートに人体等の被写体の放射線画像を撮影記録し、画像読取り装置を用いて、この輝尽性蛍光体シートをレーザ光等の励起光で走査することにより生じた輝尽発光光を、画像読取り装置の具備するフォトマルチプライヤ（光電子増幅管）を用いて光電的に読み取り、これにより得たアナログの画像信号に基づいて、デジタルの画像データを得るものである。また、画像処理装置を用いて、この画像データを適切に処理した後、CRT等のディスプレイに出力したり、レーザプリンタ等によりフィルムに印刷して、放射線画像を可視画像として表示することができる。

**【0004】**

しかしながら、輝尽性蛍光体シートや画像読取り装置を含む画像撮影システムのいずれかが劣化したり、異常を生じると、正常な放射線画像を得ることができないという問題があった。

**【0005】**

そこで、下記の特許文献1には、筐体の開閉部材が開かれていても、光電読取手段に悪影響を及ぼすことを防止し、かつ、メンテナンス作業者が誤ってメンテナンス中に規定レベル以上の励起光を照射されるのを防止し、しかも、開閉部材が開かれている状態においても、シートの搬送状況を確認する等のテストを実行できるようにする放射線画像読取装置が述べられている。

**【0006】**

この放射線画像読取装置は、予めテスト用画像信号を用意しておき、そのテスト用画像信号に基づいて、画像データを生成している。しかしながら、特許文献1に述べられている放射線画像読取装置においては、輝尽発光光の発生から、輝尽発光光により得た画像信号に基づく画像データを生成するまでの過程におけるテストを行うことができない。

**【0007】**

また、下記の特許文献2～5には、放射線画像撮影装置の異常を容易に検出できる検査方法が述べられている。特許文献2に述べられている検査方法においては、輝尽性蛍光体ディテクタ（シート）の全面について一様に紫外線光を照射して、輝尽性蛍光体ディテクタに励起光を照射することで生じた輝尽性発光光を光電増幅することを行っている。しかしながら、この検査方法によれば、出力画像の濃度を示すS値、濃度の均一性、及び、粒状性等の限られた項目しか検査できない。

**【0008】**

特許文献3に述べられている検査方法においては、被写体を撮影したときの画像データを用いているために、検査のための撮影をする必要がない。また、特許文献4に述べられている検査方法においては、非照射部分の間隔が広狭に変化するように変調した励起光を輝尽性蛍光体ディテクタ（シート）に照射して、輝尽性蛍光体ディテクタからの読み取り信号（画像信号）と励起光の変調状態とがどれだけ異なっているかを数値的に算出することを行っている。しかしながら、これらの検査方法によれば、S値や解像度等の限られた項目しか検査できない。

**【0009】**

特許文献5に述べられている検査方法においては、輝尽性蛍光体ディテクタ（シート）に隣接する位置に設けられた光源から照射される青色光の試験光を集光ユニットでフォトマルチプライヤに導き、フォトマルチプライヤを用いて光電増幅することを行っている。しかしながら、この検査方法によれば、集光ユニット等の限られた項目しか検査できない。

**【0010】****【特許文献1】**

特開2000-275758号公報（第6～8頁、図1）

**【特許文献2】**

特開2002-277992号公報（第4，5頁、図3）

**【特許文献3】**

特開2002-277993号公報（第3，4頁、図3）

**【特許文献 4】**

特開 2002-277995 号公報（第 3，4 頁、図 4）

**【特許文献 5】**

特開 2002-278004 号公報（第 4，5 頁、図 3）

**【0011】****【発明が解決しようとする課題】****【0012】**

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、放射線画像が記録されたシートから画像情報を読み取る画像読取り装置の品質検査において、1 回の撮影により詳細な項目まで検査可能とすることを目的とする。

**【0013】****【課題を解決するための手段】**

上記課題を解決するため、本発明の 1 つの観点に係る画像読取り検査用構造体は、放射線画像が記録されたシートから画像情報を読み取る画像読取り装置の検査のために用いられる画像読取り検査用構造体であって、基板と、放射線を減衰又は遮蔽する材料を含み、画像読取り装置によって読み取られた画像に関して少なくともリニアリティ、解像度、縮率の計測を可能とするために基板上に設けられた複数の部材とを具備する。

**【0014】**

また、本発明の 1 つの観点に係る画像読取り装置検査方法は、放射線画像が記録されたシートから画像情報を読み取る画像読取り装置を検査する方法であって、放射線を減衰又は遮蔽する材料を含む複数の部材が基板上に設けられた画像読取り検査用構造体の放射線画像が記録されたシートから画像読取り装置を用いて画像情報を読み取ることによって得られた画像データを入力するステップ（a）と、ステップ（a）において入力された画像データに基づいて、放射線画像における画像読取り検査用構造体の位置を検出するステップ（b）と、ステップ（a）において入力された画像データに基づいて、画像読取り検査用構造体の画像に関して少なくともリニアリティ、解像度、縮率の計測を行うステップ（c）と、ステップ（c）における計測結果に基づいて画質の判定を行うステップ（d）と

を具備する。

#### 【0015】

さらに、本発明の1つの観点に係る医用画像処理装置は、放射線画像が記録されたシートから画像読取り装置を用いて画像情報を読み取ることによって得られた画像データを処理する医用画像処理装置であって、入力された画像データに基づいて画像処理を施す画像処理手段と、画像読取り検査用構造体の放射線画像に関する画像データが入力された場合に、放射線画像における画像読取り検査用構造体の位置を検出する位置検出手段と、入力された画像データに基づいて、画像読取り検査用構造体の画像に関する所定の項目の計測を行う計測手段と、表示又は出力された画像を目視することにより得られた検査結果を入力するために用いられる入力手段と、計測手段における計測結果と入力手段を用いて入力された検査結果とに基づいて画質の判定を行う判定手段とを具備する。

#### 【0016】

本発明によれば、放射線を減衰又は遮蔽する材料を含み、画像読取り装置によって読み取られた画像に関して少なくともリニアリティ、解像度、縮率の計測を可能とするために基板上に設けられた複数の部材を有する画像読取り検査用構造体を用いて、その放射線画像を読み取ることにより生成された画像データに基づいて画像読取り装置の検査を行うので、1回の撮影により詳細な項目まで検査することが可能となる。

#### 【0017】

#### 【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1に、本発明の一実施形態に係る医用画像処理装置を含む医用画像撮影システムの構成を示す。

#### 【0018】

図1に示すように、この医用画像撮影システムは、被検者に放射線を照射して撮影を行うことにより記録シート（輝尽性蛍光体シート）1に放射線画像を記録する医用画像撮影装置10と、記録シート1に記録されている放射線画像等の情

報を光電的に読み取って画像データを生成する医用画像読取り装置 20 と、医用画像読取り装置 20 から画像データを入力して各種の処理を行い、医療用診断画像を表示又は出力する医用画像処理装置 30 とによって構成される。なお、医用画像撮影装置 10、医用画像読取り装置 20、及び、医用画像処理装置 30 はネットワーク N1 を介して接続される。

#### 【0019】

また、放射線画像の撮影に関する様々な業務を管理するために使用される放射線情報管理システム (radiology information system: R I S) 50、病院全体の管理を行うために使用される病院情報管理システム (hospital information system: H I S) 51、及び、インターネット 52 を介して、メンテナンスセンタ 53 と通信を行うための通信制御部 54 がネットワーク N1 に接続される。さらに、必要に応じて、病院のデータベースサーバ、ID カードリーダー、又は、端末装置等の外部装置 55 がネットワーク N1 に接続される。

#### 【0020】

医用画像撮影装置 10 は、記録シート 1 の位置を上下に移動させることにより被検者における撮影位置を昇降させる撮影位置昇降機構 11 と、被検者の足の位置を決める撮影台 12 と、被検者に放射線を照射する放射線発生部 13 と、与えられた撮影条件に従って放射線発生部 13 等を制御する撮影制御部 14 と、各種の命令や撮影条件を入力するために用いられる入力部 15 とを含んでいる。撮影制御部 14 は、ネットワーク N1 に接続されており、ネットワーク N1 を介して撮影条件を設定することも可能である。

#### 【0021】

放射線撮影に用いられる記録シート 1 は、輝尽性蛍光体物質を塗布したものであり、放射線が照射されることにより被写体の情報が記録される。所定の撮影条件の下で被検者の放射線撮影が行われ、その放射線画像が記録シート 1 に記録される。撮影後、記録シート 1 は、医用画像読取り装置 20 の所定の位置にセットされる。なお、本実施形態においては、被検者の替りに、本発明の一実施形態に係る画像読取り検査用構造体であるファントム 2 を配置している。

#### 【0022】

医用画像読取り装置 20 において、レーザ光源 21 から出射した光ビームは、光走査部 22 を通って記録シート 1 の表面を走査する。この走査により光ビームが記録シート 1 に照射され、光ビームが照射された箇所から蓄積記録された放射線画像情報に応じた光量の輝尽発光光が生じる。輝尽発光光は、フォトマルチプライヤ（光電子増倍管）23 により光電的に検出され、アナログ信号として出力されて増幅器 24 により増幅され、A/D 変換器 25 によりデジタル化される。このようにして生成された画像データが、画像付帯情報と共に、ネットワーク N1 を介して医用画像処理装置 30 に入力される。

#### 【0023】

医用画像処理装置 30 は、各種の命令や検査結果等を入力するために用いられる入力部 31 と、医療用診断画像を表示する表示部 32 と、医療用診断画像をフィルム等に印刷するプリンタ 33 と、処理部 40 とを含んでいる。処理部 40 は、入力された画像データを処理すると共に、検査項目を計測する。

#### 【0024】

図 2 は、図 1 に示す医用画像処理装置の詳細な構成を示すブロック図である。処理部 40 は、中央演算装置（以下、CPU という）41 と、入力された画像データ及び画像付帯情報を一旦記憶するメモリ 42 と、記録媒体としてのハードディスク 43 と、ハードディスク制御部 44 と、インタフェース 45 と、ネットワークインタフェース 46 とを含んでいる。CPU 41、メモリ 42、ハードディスク制御部 44 及びネットワークインタフェース 46 は、バスライン BL を介して相互に接続されている。

#### 【0025】

CPU 41 は、インタフェース 45 を介して、キーボードやマウス等の入力部 31 や、CRT ディスプレイ等の表示部 32 及びプリンタ 33 に接続されており、ネットワークインタフェース 46 及びネットワーク N1 を介して、図 1 に示す医用画像撮影装置 10、医用画像読取り装置 20、RIS 50、HIS 51 及び通信制御部 54 に接続されている。

#### 【0026】

また、ハードディスク 43 には、CPU 41 に動作を行わせるためのソフトウ

ウェア（プログラム）が記録されている。なお、記録媒体としては、内蔵のハードディスク 43 の他に、外付けハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることもできる。

#### 【0027】

次に、CPU 41 とソフトウェア（プログラム）とによって構成される機能ブロック 41a～41e について説明する。画像処理部 41a は、医用画像読取り装置 20 から入力される画像データに対して、規格化、階調処理、論理読み処理等の画像処理を施す。

#### 【0028】

画像処理が施された画像データは、出力部 41e からインタフェース 45 を介して表示部 32 又はプリンタ 33 に出力され、医療用診断画像がディスプレイに表示されたりフィルム等に印刷される。また、画像データ及び画像付帯情報は、ハードディスク 43 に蓄積される。

#### 【0029】

ここで、図 1 に示すファントム 2 が撮像された記録シート 1 を用いて、画像読取り装置 20 の品質検査を行う場合について説明する。医用画像読取り装置 20 においてファントム 2 が撮像された記録シート 1 を読み取ることにより得られた画像データは、医用画像処理装置 30 の処理部 40 に入力される。

#### 【0030】

処理部 40 に入力された画像データは、画像処理部 41a において画像処理が施され、マーカ位置検出部 41b 及び検査項目計測部 41c に入力される。マーカ位置検出部 41b は、画像処理部 41a において画像処理が施された画像データに基づいて、マーカの位置を検出して記録シート 1 に対するファントム 2 の平行及び回転移動等によるズレを算出し、その結果を検査項目計測部 41c に出力する。検査項目計測部 41c は、マーカ位置検出部 41b において算出された結果に基づいて、画像処理部 41a において画像処理が施された画像データに対し、自動検査が可能な検査項目についての計測を行い、計測結果を検査項目判定部 41d に出力する。また、自動検査が不可能な検査項目については、表示部 32 に表示された画像をユーザが目視して判定し、入力部 31 を用いてユーザ判定結

果を入力することにより、ユーザ判定結果がインタフェース 45 を介して検査項目判定部 41 d に入力される。

#### 【0031】

検査項目判定部 41 d は、検査項目計測部 41 c から入力された計測結果と、入力部 31 から入力されたユーザ判定結果とに基づいて、各検査項目について異常があるか否かを判定し、検査結果を作成する。検査項目判定部 41 d によって作成された検査結果は、出力部 41 e からインタフェース 45 を介して表示部 32 又はプリンタ 33 に出力され、検査結果がディスプレイに表示されたりフィルム等に印刷される。また、各検査項目についての検査結果は、ハードディスク 43 に蓄積される。

#### 【0032】

次に、本発明の一実施形態に係る画像読取り検査用構造体について説明する。図 3 は、本発明の一実施形態に係る画像読取り検査用構造体であるファントムの構成を示す平面図である。図 3 に示すように、ファントム 2 は、材料として、アクリルと、銅と、タングステンと、鉛と、メッシュとを用いて作成される。

#### 【0033】

図 4 の (A) は、図 3 中の線 A-A' におけるファントムの断面図である。図 4 の (A) に示すように、ファントム 2 は、白色のアクリルケース 2 a と白色又は透明のアクリル蓋 2 b とに囲まれた空間に、各種の部材を配置することによって構成される。なお、図 3 においては、ファントム 2 の内部を説明するために、アクリル蓋 2 b は図示していない。

#### 【0034】

アクリルケース 2 a は、各種の部材が配置される基板と、基板の周囲を囲む側壁とを有しており、これらは一体的に形成しても良いし、別個に形成したものを張り合わせるようにしても良い。

#### 【0035】

アクリルケース 2 a 内部の底面には銅板 2 c が敷かれており、この銅板 2 c を直径 5 mm の円状に切り抜くことにより、3 個のマーカ 2 d が形成されている。これらのマーカの画像を用いて、記録シート 1 におけるファントム画像の位置を

求めることができる。

#### 【 0 0 3 6 】

図 4 の (B) は、図 3 中の線 B - B' におけるファントムの断面図である。図 4 の (B) に示すように、ファントム 2 には、それぞれ厚さ 0 mm、0. 8 mm、2. 5 mm、5. 5 mm の銅ステップ 2 e が形成されている。なお、これらの厚さには、銅板 2 c の厚さも含まれており、厚さ 0 mm の部分は、銅板 2 c を切り抜いて作成されている。この銅ステップ 2 e を用いることにより、記録シートに照射される放射線量の違いによる画像の輝度のリニアリティを検査することができる。

#### 【 0 0 3 7 】

図 4 の (C) は、図 3 中の線 C - C' におけるファントムの断面図である。図 4 の (C) に示すように、ファントム 2 には、タングステンを用いて、鉛を中に浮かしたような 2 個のエッジ検出部材 2 f が形成されている。これらのエッジ検出部材 2 f は、ファントム 2 の直交する 2 辺 (2 つの走査方向) に対して 5° ずらして配置されている。エッジ検出部材 2 f を用いることにより、記録シート 1 の解像度を検査することができる。

#### 【 0 0 3 8 】

図 4 の (D) は、図 3 中の線 D - D' におけるファントムの断面図であり、図 4 の (E) は、図 3 中の線 E - E' におけるファントムの断面図である。図 4 の (D) 及び (E) に示すように、ファントム 2 には、線 D - D' 方向において直径 1 mm、2 mm、3 mm、4 mm と径を変え、線 E - E' 方向において 1 mm、1. 5 mm、2 mm、3 mm と厚さを変えたアクリルが形成されたバーガーファントム 2 g が設けられている。このバーガーファントム 2 g を用いることにより、低コントラスト分解能を検査することができる。

#### 【 0 0 3 9 】

また、ファントム 2 には、銅板 2 c 上に、さらに、長さ 1 0 0 mm、幅 1 0 mm、厚さ 0. 5 mm の 2 個の銅スケール 2 h が形成されている。これらの銅スケール 2 h は、ファントム 2 の直交する 2 辺 (2 つの走査方向) に対して平行に配置されている。銅スケール 2 h を用いることにより、各走査方向毎の縮率を検査

することができる。

#### 【0040】

さらに、ファントム 2 には、ワイヤの間隔が  $300\mu\text{m}$ 、 $250\mu\text{m}$ 、 $180\mu\text{m}$ 、 $150\mu\text{m}$  で構成されるワイヤメッシュ 2 i が形成されている。このワイヤメッシュ 2 i を用いることにより、目視鮮鋭度を検査することができる。本実施形態に係る画像読取り装置検査方法は、このように構成されたファントムを用いて、各種検査を行っている。

#### 【0041】

次に、本発明の一実施形態に係る画像読取り装置検査方法について、図 1 ～ 図 5 を参照しながら説明する。図 5 は、本実施形態に係る画像読取り装置検査方法を説明するためのフローチャートである。

#### 【0042】

まず、ステップ S 1 において、医用画像撮影装置 1 0 は、ファントム 2 に放射線を照射することによりファントム 2 の放射線画像を撮影し、記録シート 1 に放射線画像を記録する。ステップ S 2 において、医用画像読取り装置 2 0 は、記録シート 1 に記録されている放射線画像を読み取り、画像データを生成する。ステップ S 3 において、医用画像処理装置 3 0 は、医用画像読取り装置 2 0 から画像データを入力し、画像処理部 4 1 a において、規格化、階調処理、論理読み処理等の画像処理を施す。ステップ S 4 において、画像処理が施された画像データが、ハードディスク 4 3 に記録される。

#### 【0043】

ステップ S 5 において、画像処理が施された画像データに基づいて、マーカ位置検出部 4 1 b が、3 個のマーカ 2 d の位置を検出して、平行及び回転移動等によるズレを算出する。ファントム 2 は、上下を逆にしたり裏返して配置されて撮影されることも考えられる。このような場合に対処するため、3 個のマーカ 2 d の位置を検出することにより、撮影時におけるファントム 2 の配置を知ることができる。マーカ 2 d の位置を検出する手法については、後で説明する。

#### 【0044】

ステップ S 6 において、検査項目計測部 4 1 c が、平行及び回転移動等による

ズレを算出した結果、及び、銅ステップ 2 e、エッジ検出部材 2 f 及び銅スケール 2 h 等の自動検査に用いられる検査用構造体の基準の計算領域（始点情報及び終点情報）に基づいて、画像データ中の検査用構造体が存在する計算領域を算出する。なお、基準の計算領域は、予めハードディスク 4 3 が記録するパラメータファイルに書き込まれている。画像データ中の検査用構造体が存在する計算領域を算出する手法については、後で説明する。

#### 【0045】

そして、その算出された計算領域に基づいて、画像処理が施された画像データについて、画像の輝度のリニアリティ、スキャンニング精度、解像度及び縮率を計測することで、自動的な検査を行っている。

#### 【0046】

ステップ S 7 において、表示部 3 2 が、画像処理が施された画像データに基づいて、ファントム 2 の放射線画像を表示する。ステップ S 8 において、ユーザが、撮影画像を目視することで、低コントラスト分解能及び目視鮮鋭度の検査項目を検査する。なお、ファントム 2 の放射線画像をプリンタ 3 3 から出力することにより、目視の検査を行っても良い。

#### 【0047】

ここで、ユーザが、視認できた各直径毎のバーガーファントム 2 g の数を、入力部 3 1 を用いて入力することにより、低コントラスト分解能を検査する。また、ユーザが、視認できたワイヤメッシュの数を、入力部 3 1 を用いて入力することにより、目視鮮鋭度を検査する。

#### 【0048】

ステップ S 9 において、検査項目判定部 4 1 d が、検査結果に異常があるか否かを判定する。異常の判定は、検査結果履歴情報の内から指定する 1 つ又は複数の検査結果の平均に基づいて基礎値を設定し、今回の検査結果が、その基礎値から算出される最大値や最小値等の許容範囲内か否かによって行っている。

#### 【0049】 -

ここで、検査結果に異常がある場合には、ステップ S 10 に移行し、異常がない場合には、ステップ S 11 に移行する。検査結果に異常がある場合には、ステ

ステップS10において、メンテナンスセンタ53に異常が通知される。なお、メンテナンスセンタ53への通知は、RIS50又はHIS51の中央管理部を介して行っても良い。

#### 【0050】

ステップS11において、検査結果が、ハードディスク43に記録される。ステップS12において、表示部32が、検査結果を表示する。また、必要であれば、ステップS13において、プリンタ33が、検査結果及び／又はファントム2の撮影画像を印刷する。

#### 【0051】

次に、放射線画像中におけるマーカの位置を検出する方法について説明する。図6に、記録シートに対してファントム画像の位置がずれる範囲を示し、図7に、マーカ画像の存在範囲を示す。

#### 【0052】

図6の(A)に示すように、記録シート1に対するファントム画像3の位置は、記録シート1の中心と、ファントム画像3の中心とが一致している場合を基準とすると、上下左右に±10mmの範囲内で平行にずれる。

#### 【0053】

また、図6の(B)に示すように、記録シート1に対するファントム画像3の位置は、記録シート1の長辺とファントム画像3の長辺とが平行である場合を基準とすると、±5°の範囲内で回転してずれる。

#### 【0054】

従って、図7の(A)に示すように、ファントム画像3の左上のマーカ画像4は、平行移動により、領域abcd内に存在する。さらに、マーカ画像4は、回転移動により、領域efghij内に存在する。

#### 【0055】

従って、マーカ画像4の探索領域を領域efghij内に限定することが望ましいが、処理を簡略化するため、領域efghijを囲む外接四角形である領域ABCDを探索領域とする。また、探索においては、マーカ画像4の大きさを考慮する必要がある。

## 【0056】

次に、図7の(B)に示すように、各点の座標及び各部のサイズを次のように定義する。ここで、図7の(B)に示すファントム画像3は、記録シート1に対するずれがない時の画像である。なお、各座標の値は、記録シート1の中心点Oを基準点としている。さらに、X軸及びY軸は、記録シート1の直交する2辺とそれぞれ平行であり、x軸及びy軸は、ファントム画像3の直交する2辺とそれぞれ平行である。

## 【0057】

$I_X$ …記録シート1の横のサイズ

$I_Y$ …記録シート1の縦のサイズ

$F_X$ …ファントム画像3の横のサイズ

$F_Y$ …ファントム画像3の縦のサイズ

$M_X$ …ファントム画像3の左上からマーカ画像4の中心までのx軸上の距離

$M_Y$ …ファントム画像3の左上からマーカ画像4の中心までのy軸上の距離

$X_S$ …記録シート1の左上から点AまでのX軸上の距離

$Y_S$ …記録シート1の左上から点AまでのY軸上の距離

$X_E$ …記録シート1の左上から点CまでのX軸上の距離

$Y_E$ …記録シート1の左上から点CまでのY軸上の距離

$D_R$ …ファントム画像3のずれがない場合のマーカ画像位置を基準とした、x軸及びy軸上におけるマーカ画像4の最大平行移動距離

a ( $a_X$ ,  $a_Y$ )…記録シート1の中心点Oを原点とする点aの座標

b ( $b_X$ ,  $b_Y$ )…記録シート1の中心点Oを原点とする点bの座標

c ( $c_X$ ,  $c_Y$ )…記録シート1の中心点Oを原点とする点cの座標

d ( $d_X$ ,  $d_Y$ )…記録シート1の中心点Oを原点とする点dの座標

A ( $C_X$ ,  $B_Y$ )…記録シート1の中心点Oを原点とする点Aの座標

C ( $A_X$ ,  $D_Y$ )…記録シート1の中心点Oを原点とする点Cの座標

## 【0058】

さらに、マーカ画像4の半径を $M_R$ とする。また、記録シート1の長辺とファントム画像3の長辺とが平行である場合を基準として、ファントム画像3の正方

向の最大回転角を  $\alpha$ 、負方向の最大回転角を  $\beta$  とする。なお、最大回転角は、角度が増加する方向で定義するため、 $\alpha = 0.5^\circ$ 、 $\beta = -0.5^\circ$  である。また、最大平行移動距離  $D_R = 10 \text{ mm}$  である。

#### 【0059】

このように定義することにより、探索領域は、記録シート 1 の左上を原点とした次の式 (1) 及び式 (2) で表される 2 点を対角点とし、直交する 2 辺が X 軸及び Y 軸にそれぞれ平行な長方形として定義することができる。

$$(X_S, Y_S) = (I_X/2 + C_X, I_Y/2 + d_Y) \cdots (1)$$

$$(X_E, Y_E) = (I_X/2 + A_X, I_Y/2 + b_Y) \cdots (2)$$

#### 【0060】

ここで、 $C_X$ 、 $d_Y$ 、 $A_X$  及び  $b_Y$  は、次の式 (3) ~ 式 (6) で表される。

$$C_X = a_X \cdot \cos(-\alpha) + a_Y \cdot \sin(-\alpha) \cdots (3)$$

$$d_Y = -b_X \cdot \sin(-\alpha) + b_Y \cdot \cos(-\alpha) \cdots (4)$$

$$A_X = d_X \cdot \cos(-\beta) + d_Y \cdot \sin(-\beta) \cdots (5)$$

$$b_Y = -a_X \cdot \sin(-\beta) + a_Y \cdot \cos(-\beta) \cdots (6)$$

#### 【0061】

また、 $(a_X, a_Y)$ 、 $(b_X, b_Y)$  及び  $(d_X, d_Y)$  は、次の式 (7) ~ 式 (9) で表される。

$$(a_X, a_Y) = (-F_X/2 + M_X - D_R - M_R, \\ F_Y/2 - M_Y + D_R + M_R) \cdots (7)$$

$$(b_X, b_Y) = (-F_X/2 + M_X - D_R - M_R, \\ F_Y/2 - M_Y - D_R - M_R) \cdots (8)$$

$$(d_X, d_Y) = (-F_X/2 + M_X + D_R + M_R, \\ F_Y/2 - M_Y + D_R + M_R) \cdots (9)$$

#### 【0062】

なお、式 (1) 及び式 (2) で定義される探索領域内には、マーカの他に、絞り、ファントム 2 の外部背景、淵、及び、ベースの画像が存在する可能性がある。そこで、マーカ画像 4 を検出するために、マーカ画像 4 の輝度及び形状を利用する。

## 【0063】

図8及び図9は、マーカ画像を検出して、平行及び回転移動等によるズレを算出するためのフローチャートである。図8に示すように、ステップS21～S24において、探索領域内の画像の輝度を検出することにより、探索領域内におけるマーカ画像4の有無の可能性について判定する。

## 【0064】

まず、ステップS21において、探索領域内の画像の濃淡分布（特定輝度出現頻度）を示すヒストグラムを作成する。図10は、探索領域内の画像の濃淡分布を示すヒストグラムである。横軸に示すQL値とは、画像の輝度が低くなる（黒に近づく）につれて大きくなる量であり、縦軸に示す頻度とは、そのQL値を示す画素の数に対応する量である。

## 【0065】

次に、ステップS22において、ヒストグラム上の最大QL値から最低QL値に向って探索を行い、頻度の値がマーカ画像4及びファントム外部の背景画像によるQL値の極大値を越えてしきい値Thdを下回るときのQL値であるSMA<sub>X1</sub>を算出する。探索領域内にファントム外部の背景画像が含まれている場合には、マーカ画像4は、背景画像の次に高濃度領域となり、背景画像が含まれていない場合には、マーカ画像4は、最高濃度領域となる。そのことを考慮して、ステップS22においては、ヒストグラム上の最大QL値から最低QL値に向って探索を行っている。なお、しきい値Thdは、空間分解能及びビット分解能で決まる値である。

## 【0066】

さらに、ステップS23において、SMA<sub>X1</sub>から最低QL値に向って探索を行い、頻度の値がしきい値Thdを上回るときのQL値であるSMA<sub>X2</sub>が算出できるか否かを判定する。SMA<sub>X2</sub>が算出できる場合には、ステップS24に移行し、SMA<sub>X2</sub>が算出できない場合には、探索領域内は均一な画像であるので、探索領域内にマーカ画像4が存在しないと判定されて終了される。SMA<sub>X2</sub>が算出できる場合には、探索領域内にマーカ画像4が存在する可能性があると判定され、ステップS24において、しきい値Th1 = SMA<sub>X1</sub>とする。

## 【0067】

図10は、背景画像とマーカ画像4との濃度が近い場合におけるヒストグラムであるが、背景画像とマーカ画像4との濃度が近くない場合には、頻度の山は、背景画像とマーカ画像4とでそれぞれ分裂する。そのため、ステップS24におけるしきい値Th1は、背景画像とマーカ画像4との濃度が近くない場合には、最高濃度領域である背景画像のしきい値となり、背景画像とマーカ画像4との濃度が近い場合には、背景画像及びマーカ画像のしきい値となる。

## 【0068】

そこで、ステップS25～S30において、QL値がしきい値Th1よりも大きい領域の形状を判定する。まず、ステップS25において、QL値がしきい値Th1以上の領域としきい値Th1未満の領域とに、探索領域を2値化する。次に、ステップS26において、QL値がしきい値Th1以上の各画素の領域をラベリングする。さらに、ステップS27において、ラベリングされた各画素の領域において、接している領域をまとめてマーカ画像候補領域とする。

## 【0069】

ステップS28において、所定の範囲内の面積を有するマーカ画像候補領域が存在するか否かを判定する。ここでは、次式(10)を満たすか否かで判定している。

$$0.5\pi M_R^2 < \text{マーカ画像候補領域の面積} < 1.5\pi M_R^2 \cdots (10)$$

従って、式(10)に基づいて、所定の範囲内の面積を有するマーカ画像候補領域が存在する場合には、ステップS29に移行し、所定の範囲内の面積を有するマーカ画像候補領域が存在しない場合には、QL値がしきい値Th1以上の領域にはマーカ画像4が存在しないと判定され、図9に示すステップS31に移行する。

## 【0070】

所定の範囲内の面積を有するマーカ画像候補領域が存在する場合には、ステップS29において、マーカ画像候補領域が所定の円形度以上であるか否かを判定する。ここでは、マーカ画像候補領域の重心に、マーカ画像候補領域と同じ面積

を持つ円が存在すると想定する。マーカ画像候補領域の面積を  $S$  とすると、想定される円の半径  $R$  は、 $R = (S/\pi)^{1/2}$  となる。

#### 【0071】

そこで、マーカ画像候補領域と、想定される円の領域とで共通する領域の面積を  $U$  とし、マーカ画像候補領域の円形度  $U/S$  が、次式 (11) を満たすか否かで判定している。

$$U/S \geq 0.8 \cdots (11)$$

式 (11) に基づいて、マーカ画像候補領域が所定の円形度以上である場合には、ステップ S30 に移行し、マーカ画像候補領域が所定の円形度未満である場合には、 $QL$  値がしきい値  $Th1$  以上の領域にはマーカ画像 4 が存在しないと判定され、図 9 に示すステップ S31 に移行する。

#### 【0072】

マーカ画像候補領域が所定の円形度以上である場合には、ステップ S30 において、記録シート 1 の左上を原点としたマーカ画像候補領域の重心の座標に基づいて、平行及び回転等によるズレを算出し、その結果を検査項目計測部 41c に出力して終了する。

#### 【0073】

$QL$  値がしきい値  $Th1$  以上の領域にはマーカ画像 4 が存在しないと判定された場合には、しきい値  $Th1$  未満の領域に、マーカ画像 4 が存在するか否かを判定する。図 9 に示すステップ S31 ~ S33 において、探索領域内におけるマーカ画像 4 の有無の可能性について判定する。

#### 【0074】

まず、ステップ S31 において、ヒストグラム上のしきい値  $Th1$  から最低  $QL$  値に向って探索を行い、所定のしきい値  $Thd$  を下回る  $QL$  値である  $S_{MAX3}$  を算出する。

#### 【0075】

次に、ステップ S32 において、 $S_{MAX3}$  から最低  $QL$  値に向って探索を行い、しきい値  $Thd$  を上回る  $QL$  値である  $S_{MAX4}$  が算出できるか否かを判定する。 $S_{MAX4}$  が算出できる場合には、ステップ S33 に移行し、 $S_{MAX4}$

が算出できない場合には、探索領域内の背景画像以外は均一な画像であるので、探索領域内にマーカ画像 4 が存在しないと判定され、検出は終了される。S<sub>MAX</sub> 4 が算出できる場合には、探索領域内にマーカ画像 4 が存在する可能性があるとして判定され、ステップ S 3 3 において、しきい値 T<sub>h</sub> 2 を S<sub>MAX</sub> 3 とする。

#### 【0076】

次に、ステップ S 3 4 ～ S 3 9 において、Q<sub>L</sub> 値がしきい値 T<sub>h</sub> 2 以上かつ T<sub>h</sub> 1 未満の領域の形状を判定する。まず、ステップ S 3 4 において、Q<sub>L</sub> 値がしきい値 T<sub>h</sub> 2 以上かつ T<sub>h</sub> 1 未満の領域と、それ以外の領域に、探索領域を 2 値化する。次に、ステップ S 3 5 において、Q<sub>L</sub> 値がしきい値 T<sub>h</sub> 2 以上かつ T<sub>h</sub> 1 未満の各画素の領域をラベリングする。さらに、ステップ S 3 6 において、ラベリングされた各画素の領域において、接している領域をまとめてマーカ画像候補領域とする。

#### 【0077】

ステップ S 3 7 において、所定の範囲内の面積を有するマーカ画像候補領域が存在するか否かを判定する。ステップ S 3 7 における判定は、ステップ S 2 8 における判定と同様である。ここで、所定の範囲内の面積を有するマーカ画像候補領域が存在する場合には、ステップ S 3 8 に移行し、所定の範囲内の面積を有するマーカ画像候補領域が存在しない場合には、探索領域内にマーカ画像 4 が存在しないと判定して終了する。

#### 【0078】

所定の範囲内の面積を有するマーカ画像候補領域が存在する場合には、ステップ S 3 8 において、マーカ画像候補領域が所定の円形度以上であるか否かを判定する。ステップ S 3 8 における判定は、ステップ S 2 9 における判定と同様である。マーカ画像候補領域が所定の円形度以上である場合には、ステップ S 3 9 に移行し、マーカ画像候補領域が所定の円形度未満である場合には、探索領域内にマーカ画像 4 が存在しないと判定され、検出は終了される。また、ステップ S 3 9 における動作は、ステップ S 3 0 における動作と同様である。

#### 【0079】

同様に、マーカ位置検出部 4 1 b は、ファントム画像 3 の右上及び右下のマー

・ カ画像 4 についても検出を行う。また、ファントム画像 3 の四隅で 3 つのマーカ画像を検出することにより、ファントム 2 が裏返っているか否か、上下反転しているか否かを判定し、ファントム 2 の裏返し及び上下反転動作をするようにしても良い。

#### 【0080】

次に、放射線画像中における検査用構造体が存在する計算領域を算出する方法について説明する。本実施形態においては、ファントム 2 の短辺と平行になるように、配置した 2 つのマーカの放射線画像を用いて計算領域を算出している。

#### 【0081】

図 11 に、記録シートに記録されるファントム画像を示す。ここで、図 11 (A) は、記録シートの左上とファントム画像の左上との位置が一致し、さらに、記録シートの長辺とファントム画像の長辺とが平行である場合を示している。図 11 (B) は、図 11 (A) の場合に対して、ファントム画像がズレた場合を示している。なお、図 11 においては、簡単のために、ファントム画像 3 の左上のマーカ画像 4 a、右上のマーカ画像 4 b、及び、計算領域 5 のみを示す。

#### 【0082】

ここで、記録シート 1 の左上を原点として、図 11 (A) におけるマーカ画像 4 a の座標を (M o l, S o l)、マーカ画像 4 b の座標を (M o r, S o r) とする。また、図 11 (B) におけるマーカ画像 4 a の座標を (M d l, S d l)、マーカ画像 4 b の座標を (M d r, S d r) とする。

#### 【0083】

さらに、図 11 (A) における計算領域の始点の座標を (M s s, S s s)、終点の座標を (M s e, S s e) とする。また、図 11 (B) における計算領域の始点の座標を (M d s, S d s)、終点の座標を (M d e, S d e) とする。

#### 【0084】

したがって、ファントム画像 3 の傾き角  $\theta$ 、及び、オフセット値 ( $\Delta X$ ,  $\Delta Y$ ) は、次式 (12) ~ 式 (14) で表される。

$$\theta = \arctan \{ (S d l - S d r) / (M d l - M d r) \} \quad \dots (12)$$

$$\Delta X = M_{dl} - M_{ol} \cdots (13)$$

$$\Delta Y = S_{dl} - S_{ol} \cdots (14)$$

【0085】

したがって、予めパラメータファイルに記録された計算領域に基づいて、画像データ中の検査用構造体が存在する計算領域は、次式(15)及び式(16)で表される2点を対角点とし、直交する2辺が記録シート1の各辺にそれぞれ平行な長方形となる。

【数1】

$$\begin{pmatrix} M_{ds} \\ S_{ds} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_{ss}-M_{ol} \\ S_{ss}-S_{ol} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \Delta X \\ \Delta Y \end{pmatrix} \cdots (15)$$

$$\begin{pmatrix} M_{de} \\ S_{de} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_{se}-M_{ol} \\ S_{se}-S_{ol} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \Delta X \\ \Delta Y \end{pmatrix} \cdots (16)$$

【0086】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、放射線を減衰又は遮蔽する材料を含み、画像読取り装置によって読み取られた画像に関して少なくともリニアリティ、解像度、縮率の計測を可能とするために基板上に設けられた複数の部材を有する画像読取り検査用構造体を用いて、その放射線画像を読み取ることにより生成された画像データに基づいて画像読取り装置の検査を行うので、1回の撮影により詳細な項目まで検査することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の一実施形態に係る医用画像処理装置を含む医用画像撮影システムの構成を示すブロック図である。

【図2】

図1に示す医用画像処理装置の詳細な構成を示すブロック図である。

【図3】

本発明の一実施形態に係る画像読取り検査用構造体であるファントムの構成を

示す平面図である。

【図 4】

(A) は、図 3 中の線 A-A' におけるファントムの断面図であり、(B) は、線 B-B' における断面図であり、(C) は、線 C-C' における断面図であり、(D) は、線 D-D' における断面図であり、(E) は、線 E-E' における断面図である。

【図 5】

本発明の一実施形態に係る画像読取り装置検査方法を説明するためのフローチャートである。

【図 6】

記録シートに対してファントム画像の位置がずれる範囲を示す図である。

【図 7】

マーカ画像の存在範囲を示す図である。

【図 8】

マーカ画像を検出して、平行及び回転移動等によるズレを算出するためのフローチャート（前半）である。

【図 9】

マーカ画像を検出して、平行及び回転移動等によるズレを算出するためのフローチャート（後半）である。

【図 10】

探索領域内の画像の濃淡分布を示すヒストグラムである。

【図 11】

記録シートに記録されるファントム画像を示す図である。

【符号の説明】

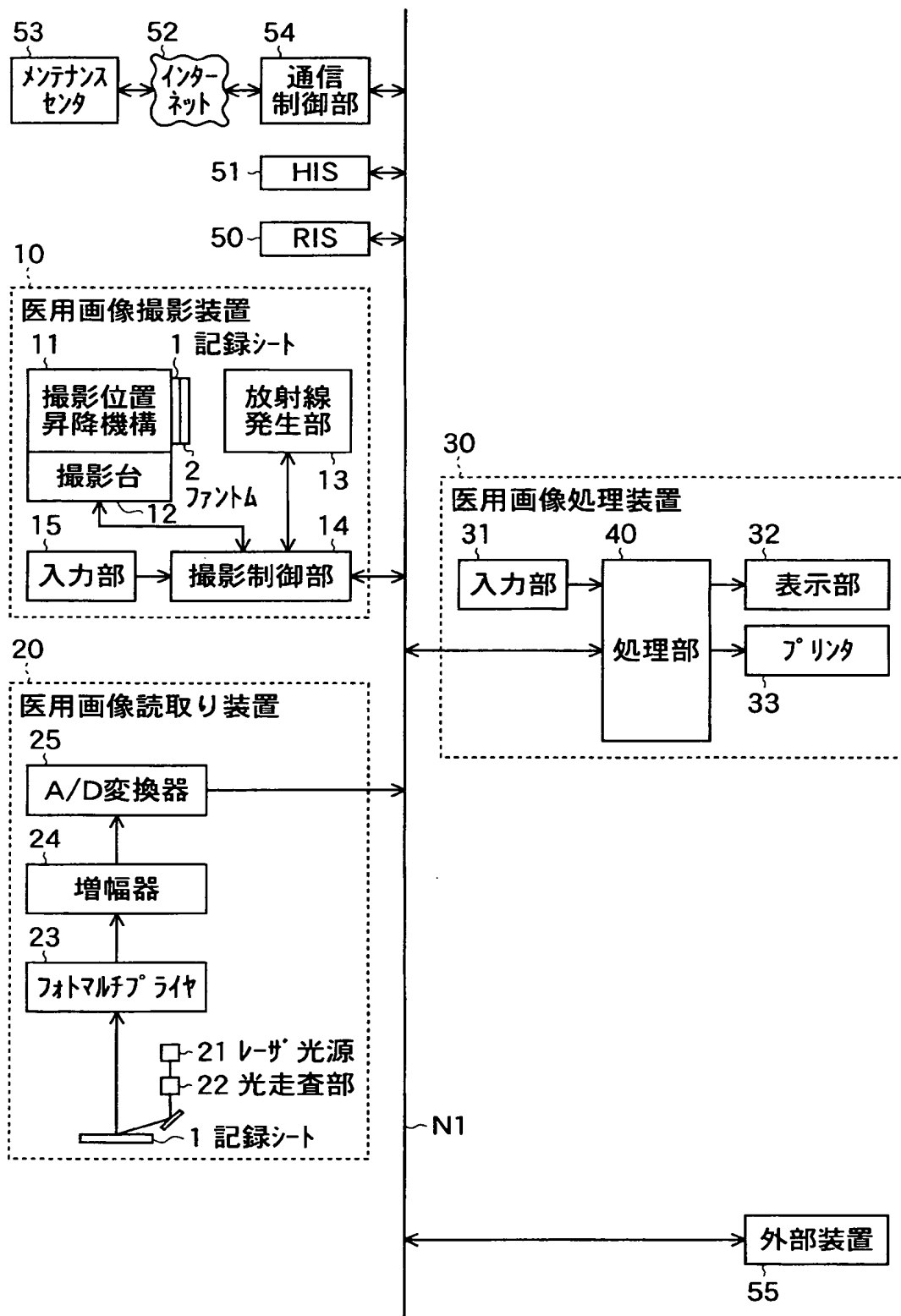
- 1 記録シート（輝尽性蛍光体シート）
- 2 ファントム
- 2 a アクリルケース
- 2 b アクリル蓋
- 2 c 銅板

- 2 d マーカ
- 2 e 銅ステップ
- 2 f エッジ検出部材
- 2 g バーガーファントム
- 2 h 銅スケール
- 2 i ワイヤメッシュ
- 3 ファントム画像
- 4、4 a、4 b マーカ画像
- 5 計算領域
- 10 医用画像撮影装置
- 11 撮影位置昇降機構
- 12 撮影台
- 13 放射線発生部
- 14 撮影制御部
- 15 入力部
- 20 医用画像読取り装置
- 21 レーザ光源
- 22 光走査部
- 23 フォトマルチプライヤ (光電子増倍管)
- 24 増幅器
- 25 A/D変換器
- 30 医用画像処理装置
- 31 入力部
- 32 表示部
- 33 プリンタ
- 40 処理部
- 41 中央演算装置 (CPU)
- 41 a 画像処理部
- 41 b マーカ位置検出部

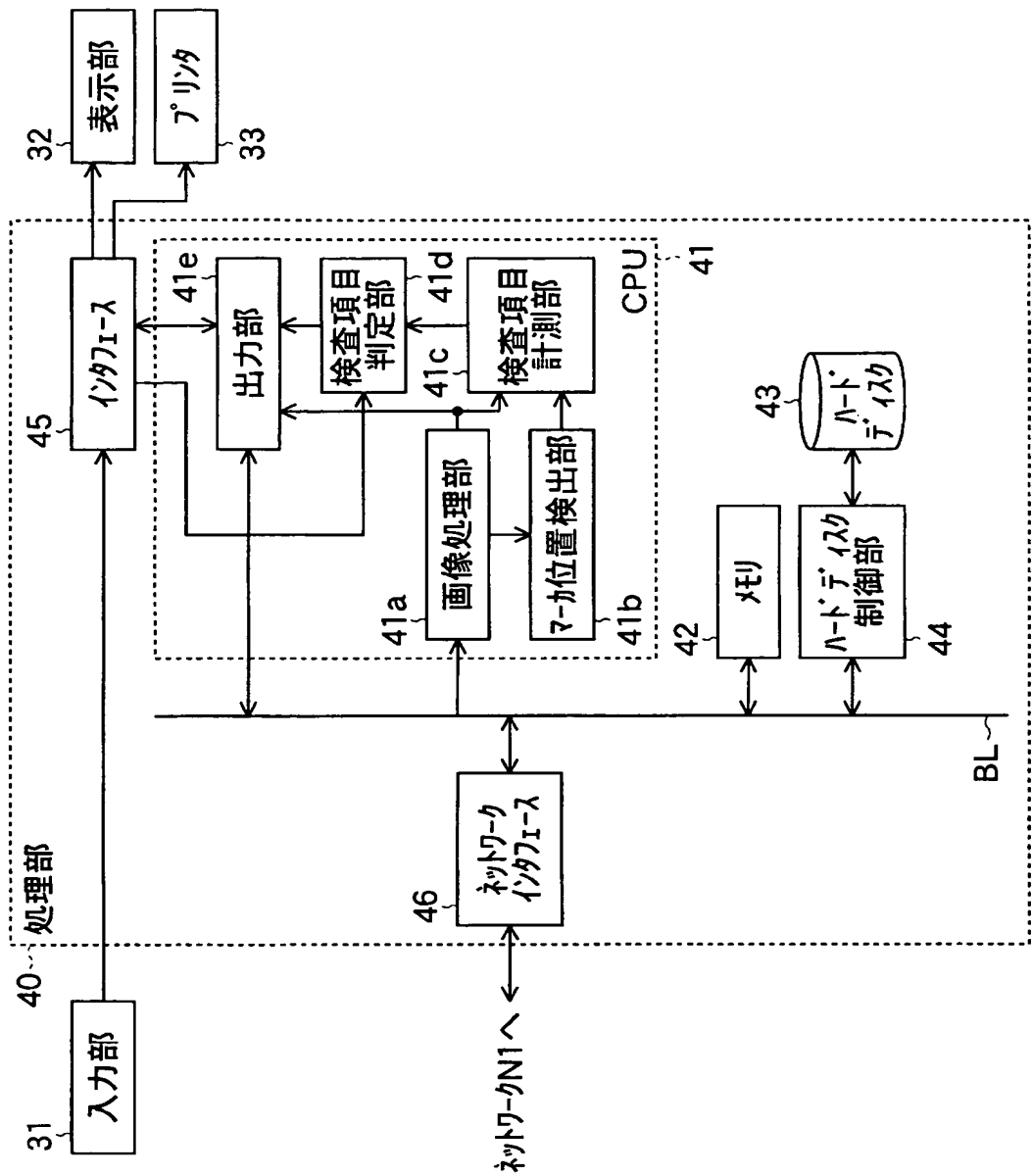
- 4 1 c 検査項目計測部
- 4 1 d 検査項目判定部
- 4 1 e 出力部
- 4 2 メモリ
- 4 3 ハードディスク
- 4 4 ハードディスク制御部
- 4 5 インタフェース
- 4 6 ネットワークインタフェース
- 5 0 R I S
- 5 1 H I S
- 5 2 インターネット
- 5 3 メンテナンスセンタ
- 5 4 通信制御部
- 5 5 外部装置

【書類名】 図面

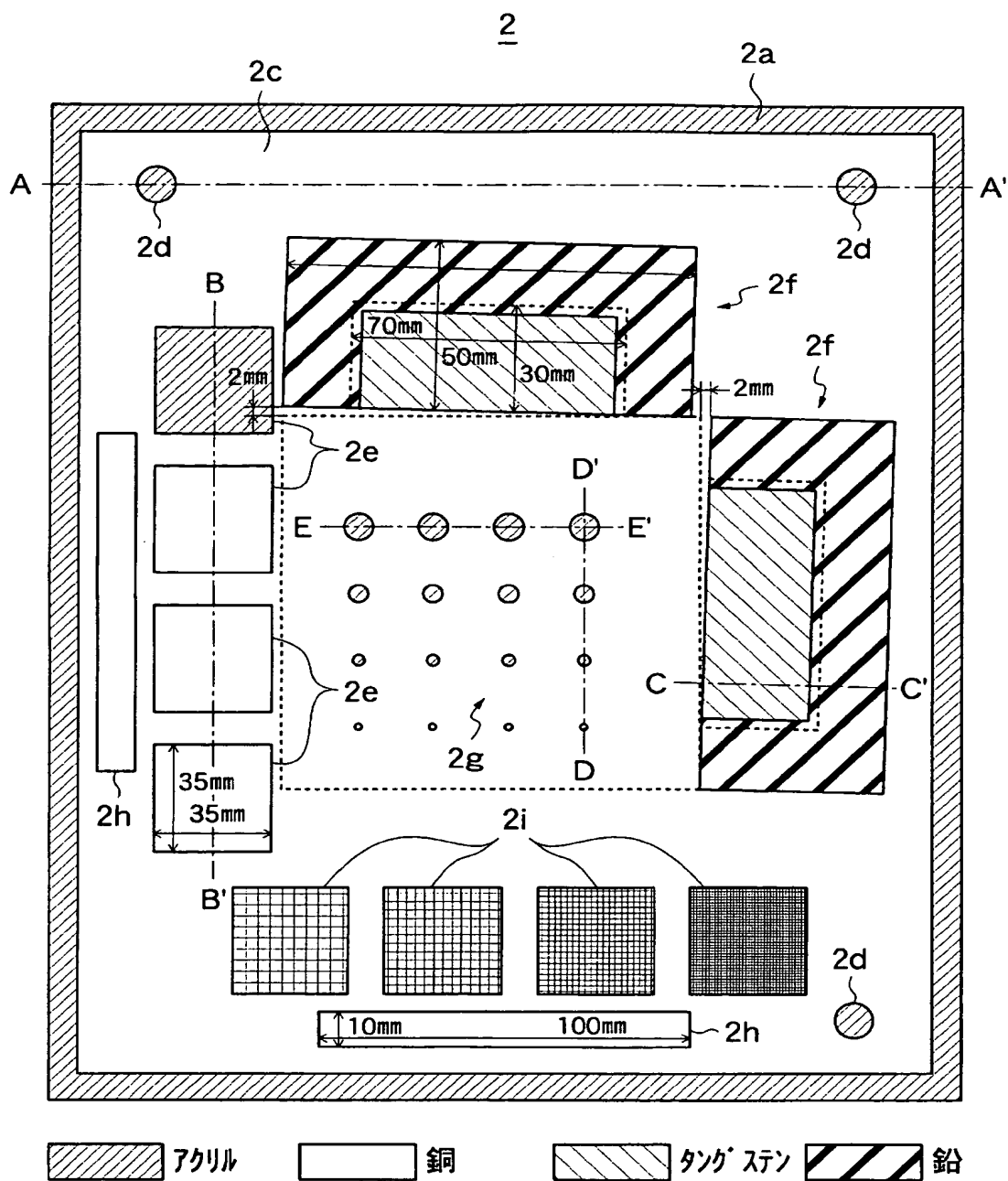
【図 1】



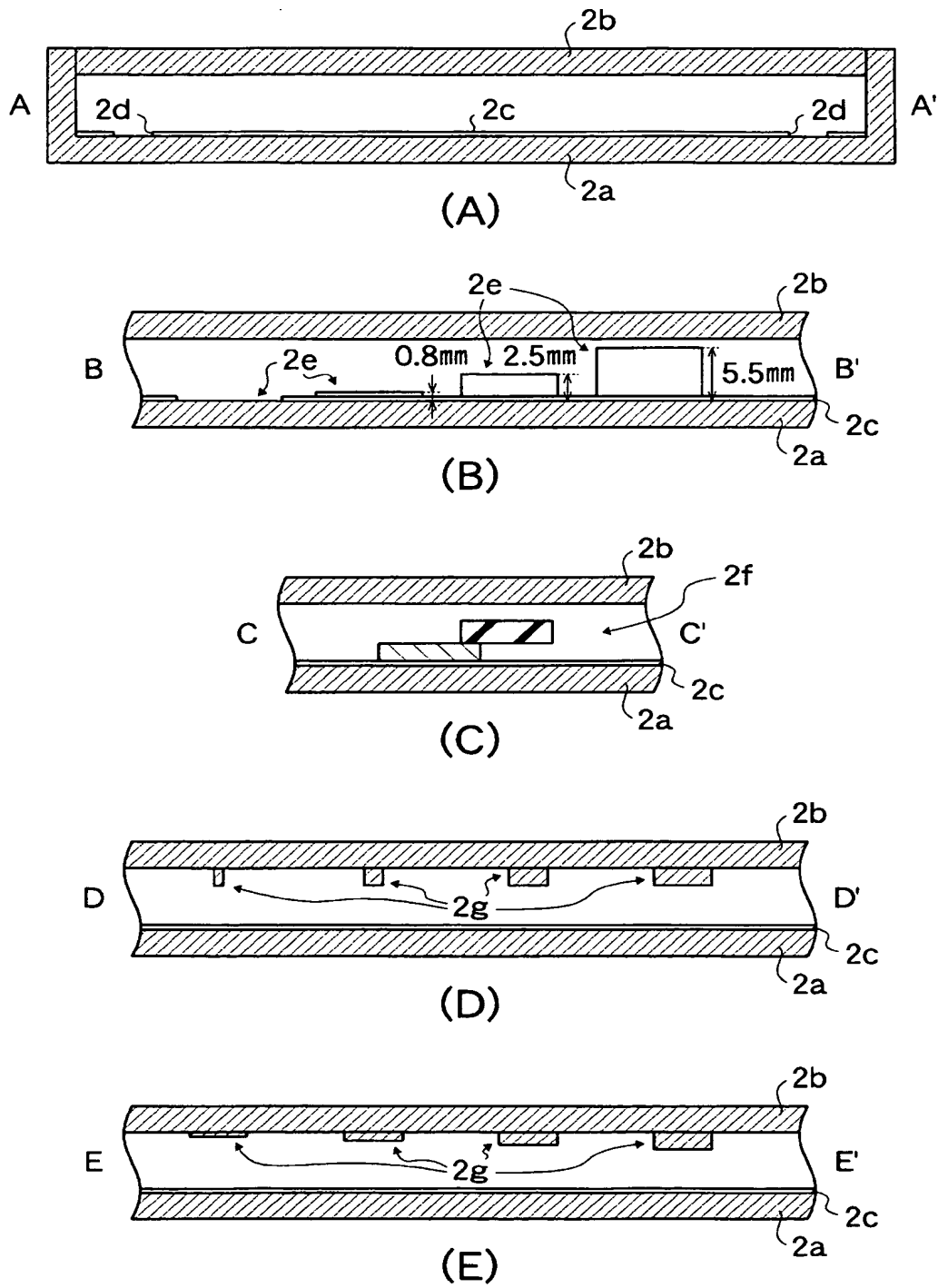
【図 2】



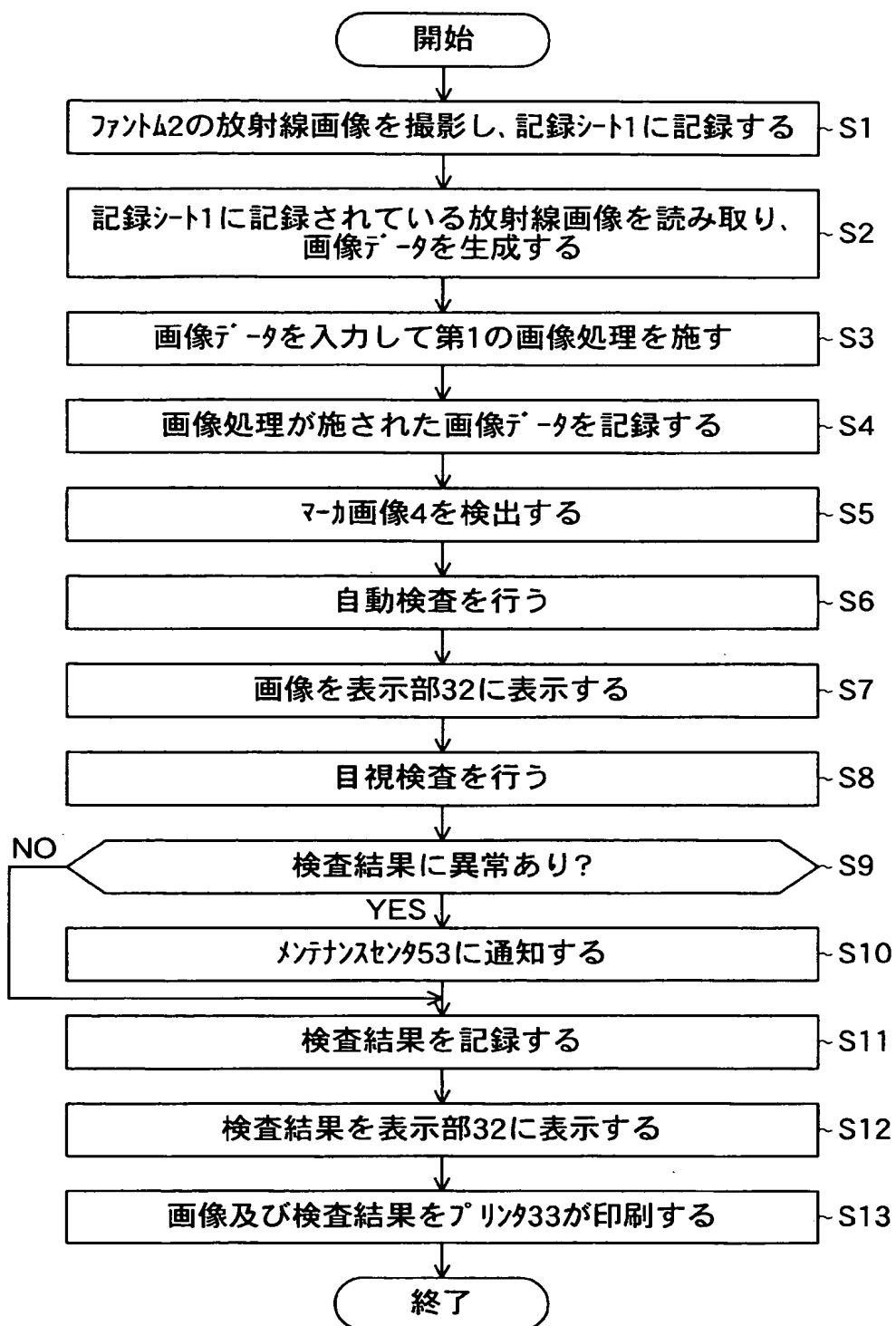
【図 3】



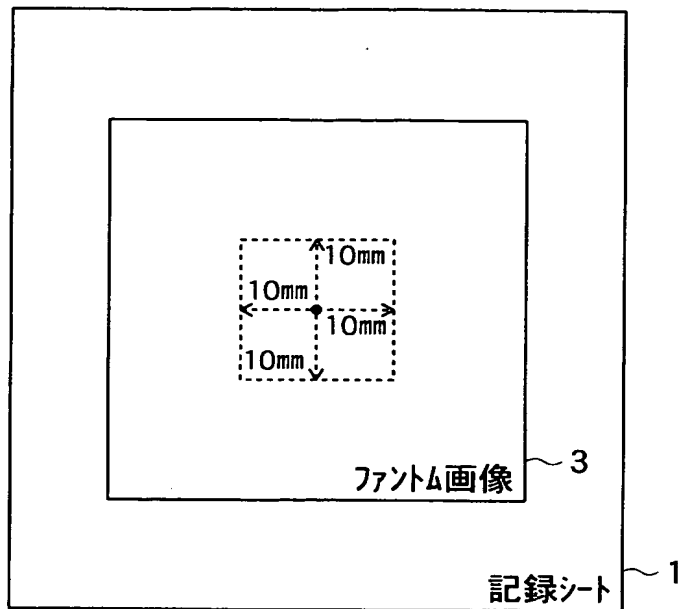
【図 4】



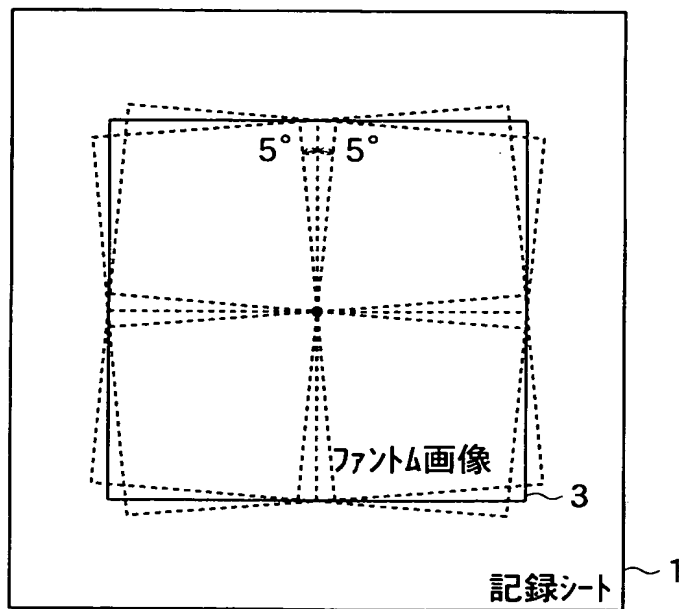
【図 5】



【図 6】

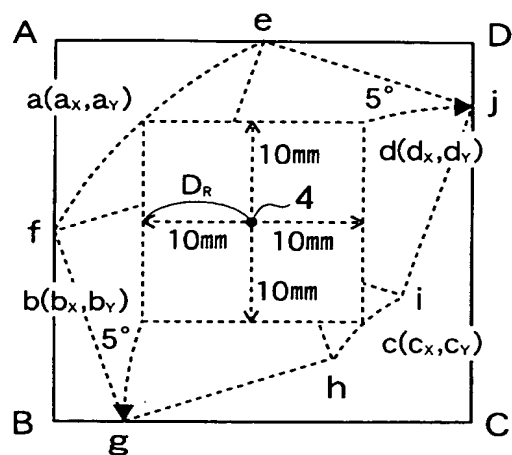


(A)

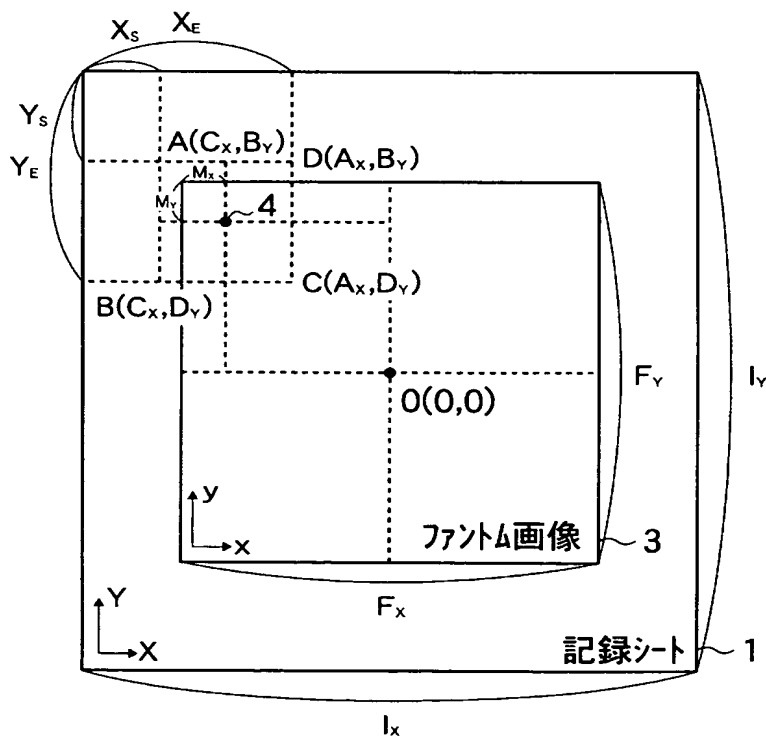


(B)

【図 7】

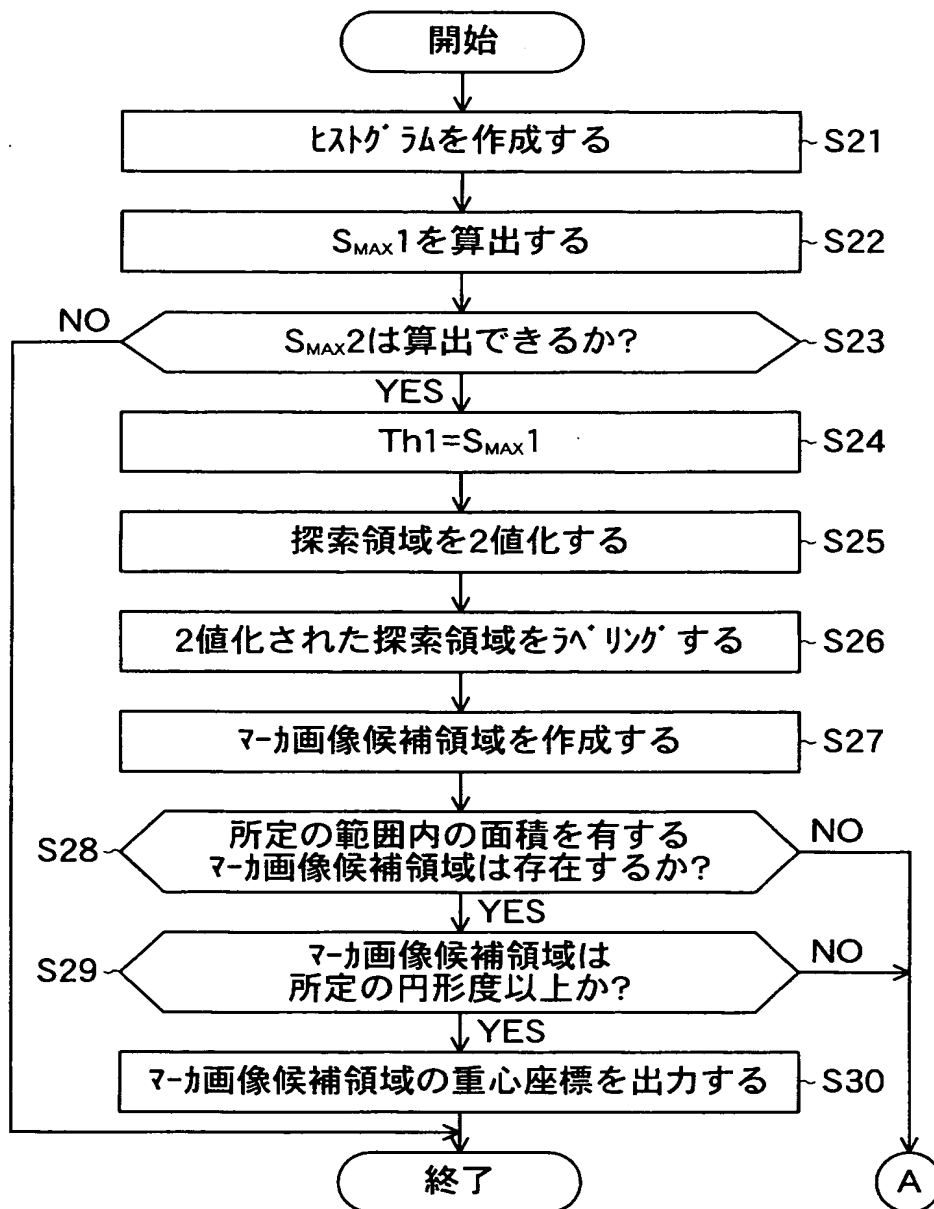


(A)

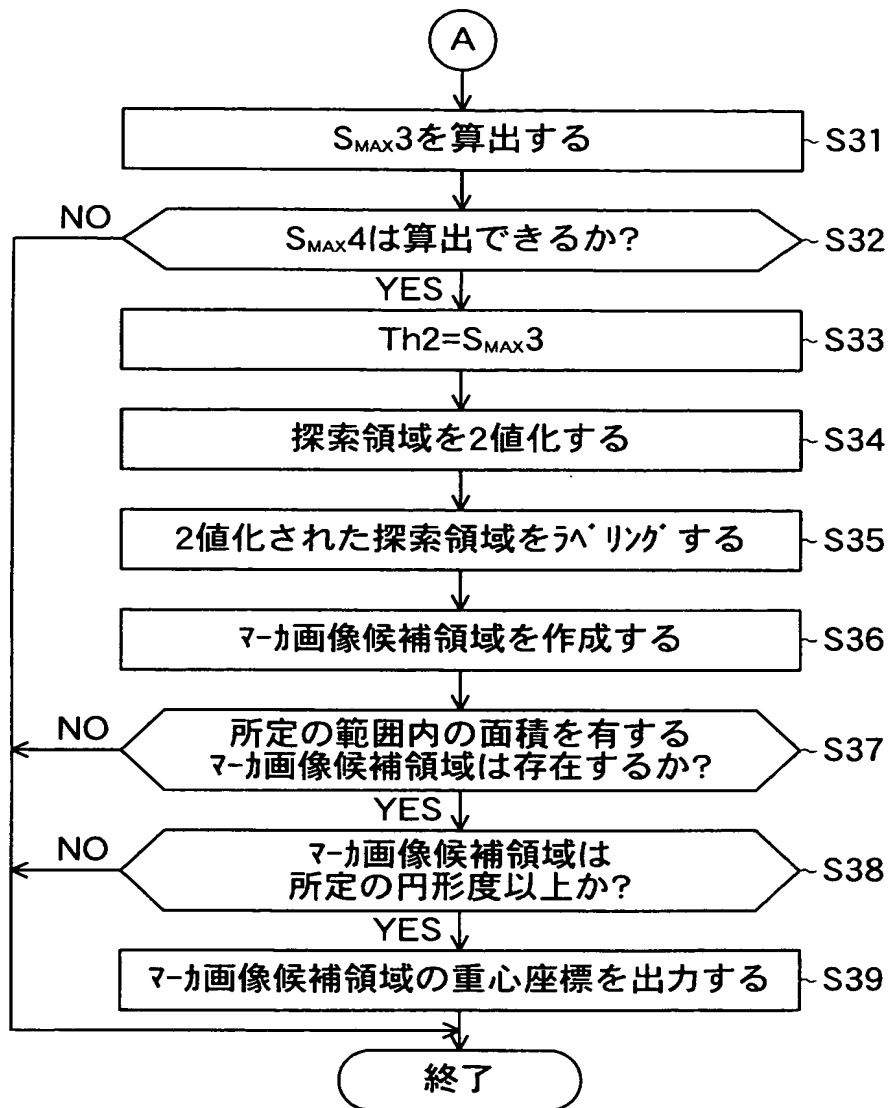


(B)

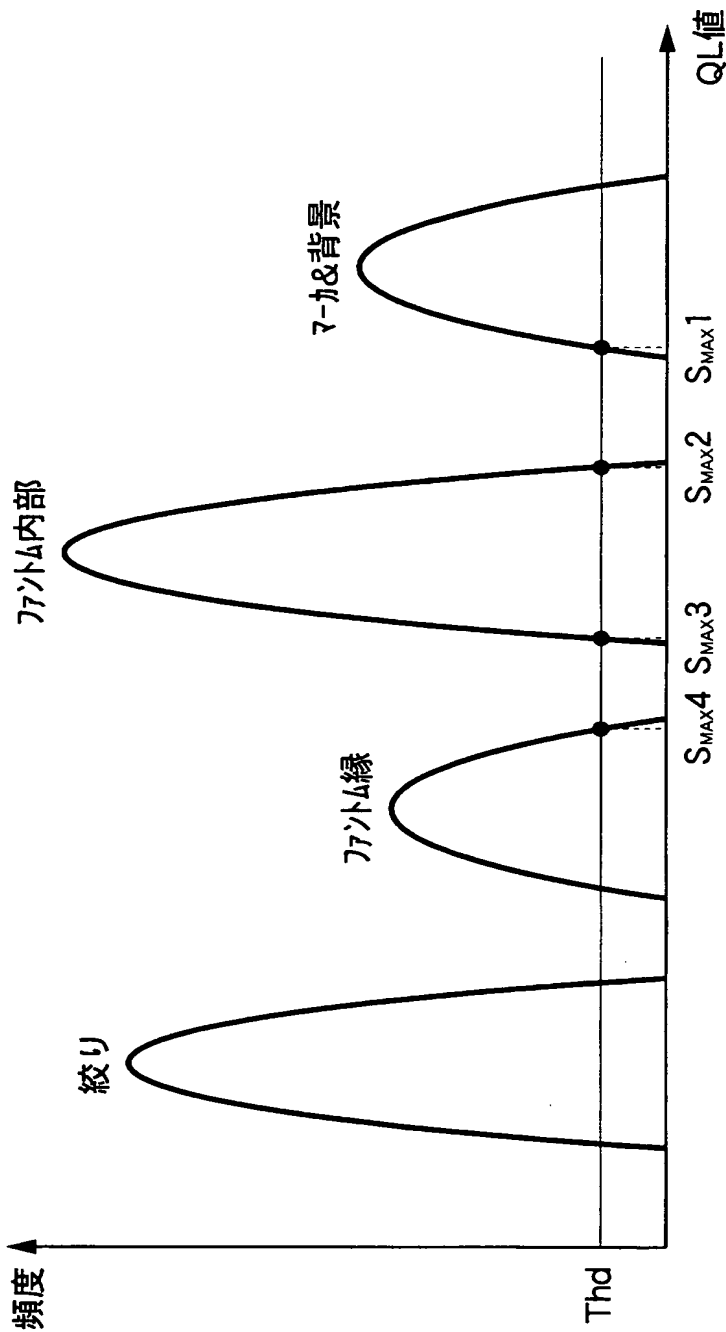
【図 8】



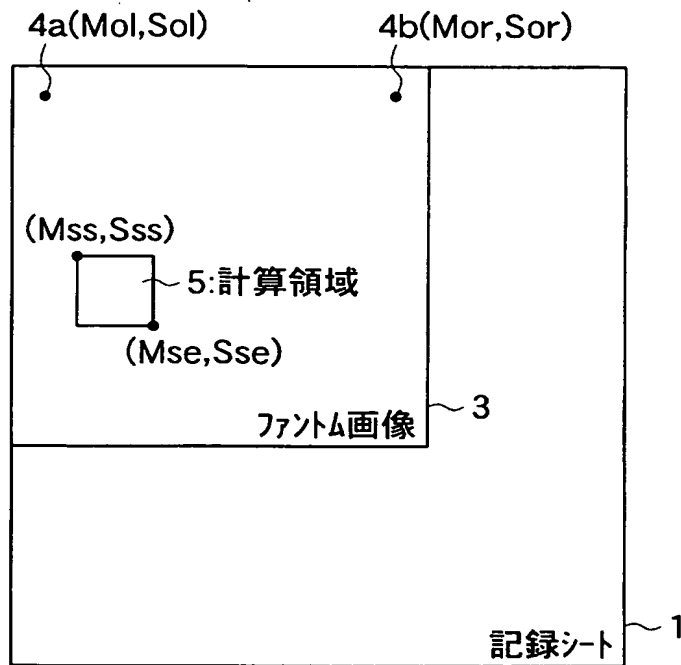
【図 9】



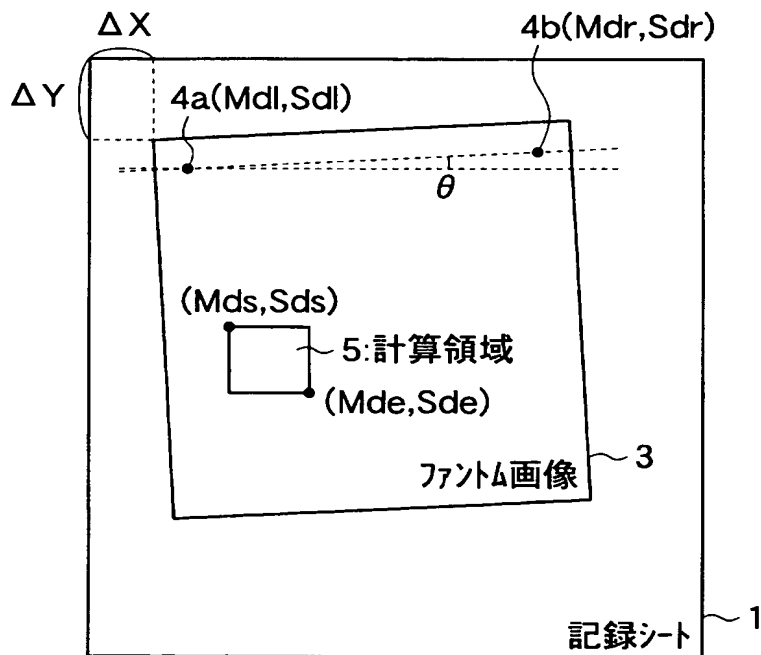
【図 10】



【図 11】



(A)



(B)

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 放射線画像が記録されたシートから画像情報を読み取る画像読取り装置の品質検査において、1回の撮影により詳細な項目まで検査可能とする。

【解決部】 放射線画像が記録されたシートから画像情報を読み取る画像読取り装置の検査のために用いられる画像読取り検査用構造体は、基板 2 a と、放射線を減衰又は遮蔽する材料を含み、画像読取り装置によって読み取られた画像に関して少なくともリニアリティ、解像度、縮率の計測を可能とするために基板上に設けられた複数の部材 2 c ～ 2 g とを具備する。

【選択図】 図 3

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 3 - 0 7 6 8 3 1
受付番号	5 0 3 0 0 4 5 5 0 4 6
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 5 年 3 月 2 4 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成15年 3月20日
-------	-------------

次頁無

特願 2 0 0 3 - 0 7 6 8 3 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 5 2 0 1 ]

1 . 変更年月日  
[変更理由]

1 9 9 0 年 8 月 1 4 日  
新規登録

住 所  
氏 名

神奈川県南足柄市中沼 2 1 0 番地  
富士写真フイルム株式会社